

Aus der Klinik für Herz- und Kreislauferkrankungen
im Kindesalter

Deutsches Herzzentrum München

Direktor: Prof. Dr. K. Bühlmeier

RÖNTGENKINEMATOGRAFIE
(400 B/s)

mit
partikulären
und
nicht-partikulären
Kontrastmitteln.

Eine vergleichende Studie zu Fragen der Theorie
und Praxis.

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Dieter Vaitl

aus
Landshut

Jahr
1979

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K. Bühlmeier
Mitberichterstatter: Prof. Dr. K. Betke
Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 17. 7. 1980



I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

	<u>Seite</u>
Inhaltsverzeichnis	I
0. Einleitung	1
1. Literaturüberblick	2
2. Material	5
2.1 Kontrastmittel (polymere, adhäsive, partikuläre KM)	5 - 15
2.2 Geräte	16
2.2.1 Bildfrequenzberechnung	17 - 19
2.2.2 Röntgenimpulsbetrieb und Röntgenbildverstärker	20 - 26
2.2.3 Röntgenanlage	27
2.2.4 Kameras	28
2.2.5 Filme	29
2.2.6 Strahlenschutzmessung (Geräte)	29
2.3 Methode	30
2.3.1 Strahlenschutzmessung (Versuchsaufbau, Messungen, Schutzmaßnahmen u.a.)	30 - 39
2.3.2 Modellversuch	40 - 41
2.3.3 Tierversuch (Durchführung, Programm, Ergebnisse)	41 - 45
3. Diskussion der Ergebnisse	46 - 53
4. Zusammenfassung	54 - 56
5. Literaturverzeichnis	57 - 61
Lebenslauf	62

0. Einleitung

Die Röntgenkinematographie, wobei hier speziell das Filmen vom Röntgenbildverstärker (RBV)-Ausgangsschirm angesprochen sei, hat sich im letzten Jahrzehnt auf einigen Spezialgebieten der Röntgendiagnostik einen festen Platz erobern können.

Insbesondere beim Studium schneller Funktionsabläufe in der Kardiologie (z.B. Koronarographie, Angiokardiographie, experimentelle und klinische Untersuchung von Herzklappenbewegungen, Strömungsformen u.ä.), aber auch bei Funktionsstudien des Magen-Darmtrakts, kann die Röntgenkinematographie vom Bildverstärkerausgang ihre zwei wesentlichen Trümpfe gegenüber Videomonitorkinematographie (Kineskopie) und TV-Bildbandspeicher ausspielen:

- schnellere Bildfolge und
- höhere Bildqualität.

Eine alternative Verschiebung in Richtung Bildfrequenz (zu Lasten der Bildqualität) bzw. Bildqualität (zu Lasten der Bildfrequenz) hilft ein dem Verwendungszweck entsprechendes, optimales Ergebnis sichern.

Demgegenüber dürfen jedoch auch die zweifellos vorhandenen Nachteile gegenüber den vorhin erwähnten Methoden, Kineskopie und Bildbandspeicher, nicht unerwähnt bleiben:

- erheblich höhere Strahlenbelastung
des Patienten,

- kontrastärmeres Bild,
- unterschiedliche Gradation von Film
und RBV-Ausgangsschirm
- und eine, gegenüber der TV-Monitorkinematographie, gewisse
- technische Unsicherheit des Ergebnisses
(5, 18, 29)

Dies alles mag auch die Schwierigkeiten erhellen, die von den ersten Anfängen des "Röntgenbilderfilms" bis zum heutigen hohen Stand der Röntgenkinematographie im allgemeinen und der RBV-Kinematographie im besonderen zu überwinden waren.

1. Literaturüberblick

Ursprünge der Röntgenkinematographie:

Kinematographie und Röntgenphotographie wurden etwa zur selben Zeit, gegen Ende des vorigen Jahrhunderts, entdeckt. Schon 1897 berichten die "Archives of Skiagraphy" von einem gewissen Dr. MacIntyre, der das Vitascope Edisons zusammen mit dem neuen Kinematographen zur Sichtbarmachung von Organen im Körper benutzte (4).

Dabei wandte er zwei Methoden an:

Einmal die *i n d i r e k t e*, indem er den Kalium-Platin-Cyanid-Leuchtschirm mit einer gewöhnlichen Kamera photographierte und die Bilder mit dem Kinematographen vorführte.

Zum anderen die **d i r e k t e** Methode, bei der er die Röntgenstrahlen direkt mit einem bleigeschützten Kinematographen aufnahm.

Diese zwei Wege wurden auch in der Folgezeit angewendet, doch waren die anfänglichen Ergebnisse der Röntgenkinematographie wegen der langsamen Geschwindigkeiten wohl eher heutigen Serienaufnahmen gleichzusetzen.

Mit der Entwicklung leistungsfähigerer Röntgenröhren (erhöhte Leistung, Verkleinerung des Fokus), "schnellerer" Filme und höherverstärkender Schirme, gelang es den Pionieren der Röntgenkinematographie, wie Lomon und Comandon in Frankreich (1924) und R. Reynolds und F. Melville in England (1927), halbwegs brauchbare Filme mit Geschwindigkeiten bis zu 16 B/s herzustellen.

R. Janker (25) jedoch blieb es vorbehalten, der Röntgenkinematographie 1931 die entscheidenden Impulse zu geben: Aufnahmefrequenzen von 100 B/s bei befriedigender Bildqualität (35 mm-Filme) ermöglichten erstmals ernsthafte experimentelle Studien mit dieser Technik.

Als klinische Routinemethode konnte sich das Röntgenkino allerdings erst mit der Einführung des Bildverstärkers zu Beginn der 50er Jahre (durch Reduzierung der erforderlichen Dosis bei verbesserter Bildqualität) etablieren.

Für die vielen neuen Entwicklungen in jüngerer Zeit seien stellvertretend Pulsbetrieb (9), Filmgeschwindigkeiten bis zu 500 B/s (20) und höher, gleichzeitiges Einschreiben von bis zu 8 physiologischen Parametern, Stereoröntgenkinematographie und closed-circuit-TV genannt.

Etwas im Schatten der stürmischen Entwicklung dieser progressiven apparativen Technologie stand dabei ein Adjuvans der Röntgenkinematographie, dessen Applizierung bei den meisten klinischen und experimentellen Untersuchungen unumgänglich ist: gemeint ist das Röntgenkontrastmittel, dessen umgebungsdifferente Strahlenopaleszenz erst die Sichtbarmachung diffiziler Bewegungs- und Strömungsvorgänge ermöglicht.

Leider ist aber auch in neuerer Zeit nur über relativ wenige Neuentwicklungen auf diesem so wichtigen Gebiet zu berichten, obwohl die vorhandenen, marktüblichen Kontrastmittel beileibe keine umfassend guten Eigenschaften aufweisen können.

Zweck dieser Arbeit soll es daher sein, einige neuere Kontrastmittelformen zu untersuchen und ihre Anwendbarkeit, zusammen mit einer 400 B/s schnellen Röntgenkinematographie, in Theorie und Technik zu diskutieren.

Darüber hinaus soll aufgrund einer Dosismessung im Tierexperiment die für Untersucher und Objekt (Tier) auftretende Strahlungsbelastung abgeschätzt werden.

Eine weitere Arbeit (38) wird zudem die Vorteile bezüglich des zeitlichen Auflösungsvermögens dieser fortgeschrittenen Technologie gegenüber routinemäßig angewandtem Röntgenkino (35 mm-Film, 150 B/s) zu ergründen suchen.

2. Material

2.1 Kontrastmittel

2.1.1 Übersicht über bisher verwendete Kontrastmittel (klinisch)

Klinisch werden heute auf angiographischem Gebiet ganz überwiegend vollständig substituierte, jodhaltige Aminobenzoesäurederivate als Kontrastmittel verwendet, wobei als Kation meist N-Methylglucamonium (Meglumin) Anwendung findet.

Obwohl durch die Einführung von Meglumin-, Kalzium-, Natrium- und Magnesiumsalzen der vollständig substituierten Aminobenzoesäurederivate (stellvertretend für diese Gruppe der ionischen monomeren Kontrastmittel seien hier Iothalamate, Ioxithalamate, Metrizoate, Amidotrizoate, Diatrizoate und die Derivate der Ioglicinsäure genannt, wobei letztere durch eine verbesserte Abschirmung des triodierten Benzolringes mittels einer natürlichen Aminosäure sowie einer herabgesetzten Eiweißbindung ($< 3\%$) die beste allgemeine Verträglichkeit aufweisen sollen (11)) eine erhebliche Verminderung der Toxizität (systemische Toxizität, vaskuläre Reaktionen, Konvulsionen)

erzielt wurde, sind weitere Verbesserungen dringend notwendig und auch erreichbar.

2.1.2 Entwicklung von polymeren Kontrastmitteln

Da die Bedeutung der Hyperosmolalität (Hypertonizität gegenüber dem Plasma) im Hinblick auf Gefäß- und Schmerzreaktionen von verschiedenen Autoren (u.a.22) belegt wird, lag die Entwicklung von polymeren Verbindungen zur Herabsetzung der Osmolalität nahe:

So berichtet Hilal (23) von einem Dimer der iothalamischen Säure, das eine reduzierte periphere Vasodilation, verminderte Bradykardie und Hypotension nach intrakarotider Injektion zeigt.

Almén (1), Björk (6) (PH DZ₅₉ A (Iozomat), ein Dimer der Metrizoesäure mit verminderter Gefäßreaktion und reduziertem Sludging der roten Blutkörperchen), und Hilal (trimeres Derivat von Iothalamat mit nochmals reduzierter Gefäßreaktion) geben weitere polymere Derivate an, die aufgrund ihrer geringen osmotischen Aktivität weniger ausgeprägte vaskuläre Reaktionen, höhere Konzentrationen im Urin (wegen geringerer osmotischer Diurese) sowie, infolge ihrer chemischen Struktur, zum Teil deutlich gemäßigte konvulsogene Eigenschaften zeigen.

Freilich werfen die gegenwärtig verfügbaren linearen polymeren Kontrastmittel aufgrund ihrer hohen Viskosität bezüglich ihrer möglichst raschen Einbringung durch einen Katheter Probleme (Kaftori, 26) auf; Almén (2) schlug daher die Synthetisierung von ringförmigen Polymeren vor, deren Viskosität deutlich geringer im Vergleich zu den vorhin erwähnten Substanzen sein soll (24).

Wesentlichstes Kriterium dieses ersten nicht-ionisierten Kontrastmittels (Metrizamid) ist jedoch eine dem Plasma angenäherte Osmolalität ($0,46 \text{ mol/kg H}_2\text{O}$), durch die es zu wesentlich geringeren intravasalen Flüssigkeitsverschiebungen mit Vasodilatation und Anstieg der Durchströmungsrate kommt. Gleichzeitig ist damit eine fast schmerzlose Applikation möglich geworden (3), was im Verein mit einer geringen Kardiotoxizität (LVP, EKG) (7) diese Substanz speziell auch für die Kinderkardiologie interessant macht.

2.1.3 Adhäsive Kontrastmittel

Das Dilemma von zwei sich scheinbar gegenseitig ausschließenden Eigenschaften, nämlich einerseits geringe Osmolalität durch Einführung von polymeren Kontrastsubstanzen (hohe Viskosität), und andererseits möglichst rascher Einbringung großer Kontrastmittelmengen durch kleinlumige Katheter, scheint noch am ehesten ein adhäsives Kontrastmaterial (M. Sovak et al., (40)) lösen zu können:

Durch Kombination von Knochengelatine mit einem handelsüblichen wasserlöslichen Meglumindiatrizoat-salz wird eine Adhäsion des KM am Endothelium der Gefäße erreicht, wodurch sich eine beträchtliche Verlängerung der "Auswaschzeit" gegenüber dem nicht präparierten Kontrastmittel erzielen läßt.

Dabei ergeben sich als zusätzliche Vorteile

- geringere Kontrastmitteldosen und
- verringerte Injektionsraten

(Eine nähere Beschreibung dieses Kontrastmittels folgt später).

2.1.4 Partikuläre KM

Abgesehen von den obenerwähnten Nachteilen nicht-partikulärer wasserlöslicher Kontrastmittel, sind diese allerdings auch grundsätzlich wenig geeignet, genaue morphologische und funktionelle Studien (kardio-) vaskulärer Bewegungsabläufe zu ermöglichen:

Die Bewegung einer homogenen Flüssigkeit, insbesondere bei der Ausformung diffiziler Strömungsmuster, läßt sich visuell und meßtechnisch nur erfassen durch Schaffung einer optischen (physikalischen) Diskontinuität innerhalb der Flüssigkeit. Dies kann bei röntgenographischen Untersuchungen mit obenerwähnten nicht-partikulären wasserlöslichen Kontrastmitteln (31) geschehen, wobei Ungenauigkeiten bei der Beur-

teilung bzw. Auswertung wegen schnellen "Verschmierens" der Kontrastmittelfront (durch Diffusion, Vermischung mit dem Blut bei Turbulenzen, "Ausziehung" der Kontrastmittelfront bei laminarer Strömung, Gravitations-schichtung u.ä.) in Kauf genommen werden müssen.

So weist schon Kjellberg (27) darauf hin, daß kontinuierlich wasserlösliche Kontrastmittel bei röntgenkinematographischen Untersuchungen **n i c h t** indiziert sind, wenn es gilt

- die exakte Lage des vorderen Endes einer Kontrastmittelfront zu bestimmen ("Auszipfelung des KM-Zylinders" infolge der wesentlich höheren zentralen Geschwindigkeiten bei laminarer Strömung)
- den exakten Zeitpunkt des Kontrastmitteleintrittes in die Herzkammern festzulegen
- die Wegstrecke zu ermitteln, die das Kontrastmittel innerhalb einer bestimmten Zeit zurückgelegt hat.

Von den meisten Untersuchern wird deshalb zum Studium schneller Bewegungsabläufe und Strömungsmuster auch überwiegend partikuläres Kontrastmittel verwendet, wobei Vorteilen wie

- besserer Definierung einer Diskontinuität ("Schärfe" der Kontrastmittelfront)
- genauerer Reproduktion von Strömungsmustern

- Schaffung von mehreren Kontrastmittel-
fronten durch eine einzige Injektion

der mögliche Nachteil einer

- Embolisation

gegenübersteht (34, 35).

2.1.4.1 Historischer Überblick über die Entwicklung partikulärer KM

Die ersten Versuche mit partikulären Kontrastmitteln wurden wahrscheinlich 1910 von Franck und Alwens mittels Wismuth-Öltropfen unternommen. Böhme (1936) und Timm (1947) verwandten für ihre experimentellen Studien 40 %iges Jodipin-Öl, Timm auch Linoloxid-äthylester.

Jodisiertes Öl kam auch in den Experimenten von Potter (1950), McDonald (1952) und Rushmer (1961) zum Einsatz, bei McDonald in seinen High-speed-kine-matographischen Untersuchungen an transilluminieren Kaninchen- und Hundegefäßen Luftbläschen, bei Stauffer, Dumont und Oppenheimer (1956) CO₂-Bläschen als negative partikuläre Kontrastmittel. Luft- und CO₂-Bläschen sind jedoch bei Funktionsstudien, zumindest am linken Herzen, nicht ganz unproblematisch, da sie schlechte Kontrasteigenschaften zeigen und zum Zerplatzen neigen.

Ohlsson (36) und früher Lynch, Gimenez, Carter, Stewart (19) benutzen ebenfalls iodierter Öle (Lipiodol, Ehtiodol). Dotter und Frische (13) experimentierten mit einem partikulären Kontrastmittel aus 80 % Urokonnatium und 20 % Dextrin, das sich, in zylindroide Partikel von 1 - 2 mm Durchmesser geformt, nach etwa 10 s bis 2 min aufzulösen beginnt und damit die Gefahr einer Embolisation kleiner Gefäße verringerte.

Eine noch kürzere und damit ungefährlichere Auflösungszeit hat ein kugelförmiges Gelatinekontrastmittel aufzuweisen, das Mygind (32, 33, 34, 35) entwickelte.

Im folgenden soll nun dieses vielversprechende diskrete Kontrastmittel, zusammen mit dem oben erwähnten nicht-partikulären Kontrastmittel auf Gelatinebasis, näher vorgestellt werden.

2.1.5 Herstellungstechnik

2.1.5.1 Partikuläres Kontrastmittel

Für erste Experimente wurde folgende Technik, modifiziert nach Mygind (32), angewendet:

Durch langsames Auflösen einer pulverisierten Gelatine (nur für Versuchszwecke: "Gelatine für die Mikrobiologie" Art. 4070, Fa. Merck, Darmstadt) in destilliertem Wasser und einstündiges Erhitzen im Wasserbad bei 50°C wird eine 10 - 15 %ige wässrige Gelatinelösung hergestellt.

Diese heiße Lösung wird mittels einer 10 ccm-Spritze mit Kanüle Nr. 22 in eisgekühltes leichtes Mineralöl gespritzt, wobei die Nadel in das Öl eingetaucht und kreisförmig bewegt wird. Da Öl und Gelatine nicht mischbar sind, nimmt die Gelatine infolge ihrer Oberflächenspannung die Form mit der kleinsten Oberfläche, eine Kugel, an. Durch geeignete Wahl von Nadel, Einspritz- und Kreisbewegungsgeschwindigkeit lassen sich Kugelgrößen von 0,5 - 5 mm erreichen, wobei sich für den Kathetergebrauch ein Kugeldurchmesser von 2 - 3 mm bewährt hat. Anschließend wird das Öl durch ein engmaschiges Sieb dekantiert und die Kugeln unter fließendem kalten Wasser, evtl. mit die Oberflächenspannung herabsetzenden Mitteln (Pril o.ä.), von dem oberflächlich anhaftendem Öl befreit.

Die so gewonnenen Gelatinekügelchen können nun entweder in destilliertem Wasser bei 5 - 10° gelagert, im Vakuum getrocknet und mit Gammastrahlen (bis 2,5 Megarad) sterilisiert, oder auch sofort in ein wasserlösliches Kontrastmittel (Meglumindiatrizoat, z.B. Urografin R 76 % oder Hypaque R - M, 90 %) eingelegt werden. Nach etwa 3 Stunden sind die Gelkügelchen kaum mehr, nach 24 Stunden überhaupt nicht mehr von ihrer Kontrastmittelumgebung und einem 70 %igen Gel-Diatrizoatgemisch zu unterscheiden (Abb. 1).

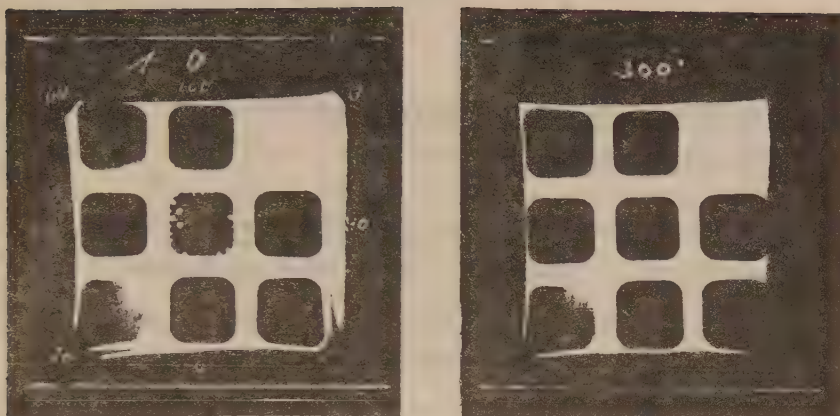


Abb. 1: Gelkügelchen (Mitte), in Urografin ^R 76
imbibiert.

Links Ausgangszustand, rechts nach 5 Stunden.
Die Zahlen am Bildrand bezeichnen den prozentualen
Anteil des KM an der Gelatine-KM-Lösung.
Röntgenbilder.

Die mit Kontrastmittel angereicherten Gelkügelchen
können nun, mit etwa dem gleichen Teil kalter physio-
logischer Kochsalzlösung, durch einen Katheter inji-
ziert werden, wobei das Gel bei etwa 25° C in die
Solphase übergeht und zu schmelzen beginnt.

Grundsätzlich ist zu betonen, daß sich die angegebene
Methode im Tierversuch bewährt hat und auch bei wieder-
holten Injektionen keine Alteration der Versuchstiere
zu erkennen war.

Um auch gelegentlich auftretende, sehr geringfügige
Öleinschlüsse im Gel vermeiden zu können, geben
M. Sovak et al. eine verbesserte, allerdings wesentlich
aufwendigere Technik der Gelatine-kugelproduktion mit
flüssigem Stickstoff und CO₂ - Trockeneis an (39).

2.1.5.2 Nicht-partikuläres Kontrastmittel auf Gelatinebasis

In einem handelsüblichen wasserlöslichen Kontrastmittel (z.B. Urografin^R 60 %) wird die konzentrierte Gelatine durch Erhitzen im Wasserbad so gelöst, daß sich eine etwa 8 %ige Lösung ergibt. Anschließend Injektion des Gelatine-Diatrizoat-Kontrastmittels in üblicher Weise.

2.1.5.3 Modifizierung der Herstellungstechnik zur Anwendung des Gelatine-Diatrizoat-Kontrastmittels am Menschen

Die oben beschriebenen Herstellungstechniken müssen für die Anwendung am Menschen weiter verfeinert werden. Es seien deshalb an dieser Stelle noch Techniken angegeben, die von anderen Autoren (z.B. 33) zum Teil schon am Menschen erprobt wurden.

M. Sovak und Mygind wandten bei ihren Versuchen eine alkali-behandelte Knochengelatine (Kind and Knox, N.J., Typ DC - 1891, Charge 6) an, die ursprünglich als Plasma-expander entwickelt worden war. Reinigung der Gelatine erfolgt mittels Bleichung der wässrigen Lösung durch 0,5 %iges H_2O_2 , Demineralisierung durch einen Mischbett-Kunsthharzionenaustauscher. Filterung der warmen Gelatine (35° C), Behandlung mit 95 %igem Äthanol bei 5° C, worauf die Gelatine präzipitiert. Trocknung des Präzipitats.

Diese gereinigte Gelatine kann nun zu Kugeln geformt (s.o.), nach Trocknung im Vakuum mit Gammastrahlen sterilisiert und in ein wasserlösliches Kontrastmittel eingelegt werden, oder aber, zur Herstellung eines nicht-partikulären Kontrastmittels, in eine 60 %ige Meglumin-Diatrizoatlösung eingebracht und 20 min bei 121° C autoklaviert werden.

Eine bakteriologische Überprüfung der Endprodukte ist bei der Anwendung am Menschen in jedem Falle angezeigt.

Die Lagerung der fertigen Gelkugeln in destilliertem Wasser bzw. der gereinigten und ungereinigten Gelatine muß zur Vermeidung einer langsamen Degradation bei Temperaturen unter dem Gelpunkt (ca. 25° C) erfolgen.

2.2 Geräte

Vor der näheren Beschreibung der technischen Ausrüstung seien einige theoretischen Vorbemerkungen zur Problematik des Bildverstärkerkinos bei hohen Bildfrequenzen und geforderter guter Detaillierbarkeit erlaubt:

Es geht hier darum, kurz gesagt, den Bewegungsablauf oft sehr kleiner Strukturen (wie z.B. einer Herzklappe, eines Kontrastmittelpartikels) mit großer zeitlicher Auflösung (hohe Bildfrequenz) bei möglichst guter örtlicher Auflösung im Einzelbild (geringe Größe der bildwichtigen Details) festzuhalten.

Die Wahl der Bildfrequenz kann sich dabei, bei **g e p u l s t e r** Röntgenstrahlung, allein nach den in einem Bewegungsablauf enthaltenen höchsten Zeitfrequenzen richten.

Zur korrekten Wiedergabe eines kontinuierlich zeitlich veränderbaren Signals genügt es nämlich, diskrete Einzelmessungen (= Bilder) mit der doppelten Frequenz der höchsten in einer Bewegungsfolge vorkommenden Zeitfrequenz vorzunehmen (28).

So berichtet z.B. E. Freeman (17), daß die Erfassung der Volumenänderung des linken Ventrikels während einer Kontraktion schon mit einer Bildfrequenz von 15 Hertz möglich ist, bei einem Fehler von weniger als 5 % (Pulsbreite 1 ms): Bei einer Analyse der mit 270 B/s aufgenommenen Zeitverlaufskurve des Ventrikelvolumens mittels einer Fourier-Transformation lagen nämlich nur etwas weniger als 5 % der Amplituden des Zeitfrequenzspektrums über 8 Hertz.

2.2.1 Bildfrequenzberechnung

Zur Bestimmung der erforderlichen Bildfrequenz sei anschließend eine Abschätzung der bei den später beschriebenen Versuchen auftretenden und zu übertragenden Zeitfrequenzen mit Hilfe der von Ziskin et al. und Rossman (37, 43) gemessenen oder berechneten Ortsfrequenzspektra versucht:

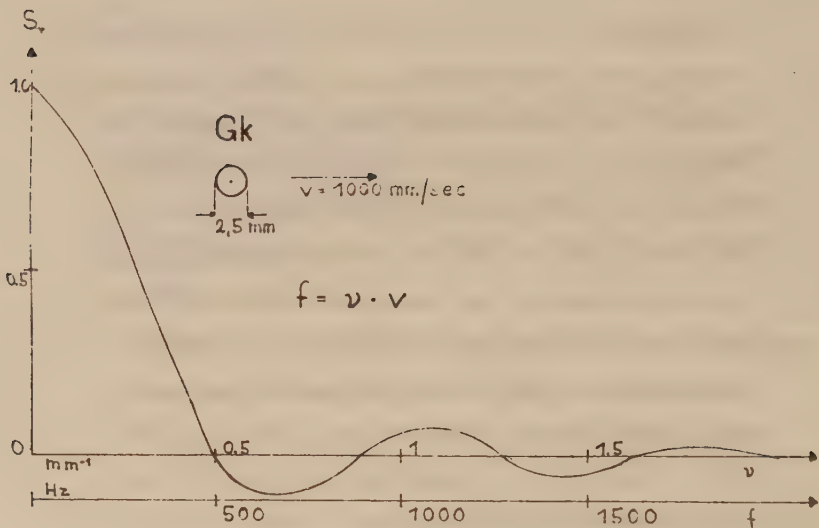


Abb. 2: Orts- und Zeitfrequenzspektrum
einer Gellkugel (Durchmesser 2,5 mm,
 $v = 1000 \text{ mm/s}$).
Modifiziert nach (43).

Das gemessene Ortsfrequenzspektrum eines orthograd aufgenommenen Blutgefäßes ($\varnothing 2,5 \text{ mm}$, Abb.2) läßt sich mit guter Näherung auch für die beschriebenen Gellkugeln anwenden, die ebenfalls einen mittleren Durchmesser von 2,5 mm haben. Wie aus der Abbildung zu ersehen ist, liegen etwa 80 % der Frequenzkomponenten des Ortsfrequenzspektrums im Bereiche zwischen 0 und 0,5 Per/mm (1. Nullstelle der Funktion), wo ein Phasensprung (Hell-Dunkel-Übergang) erfolgt.

Nach der Beziehung

$$f \text{ (Zeit-} \\ \text{frequenz)} = \nu \text{ (Orts-} \\ \text{frequenz)} \times v \text{ (Geschwindig-} \\ \text{keit)}$$

$$f = \nu \times v$$

geht dieses Ortsfrequenzspektrum in ein Zeitfrequenzspektrum über. Durch Multiplikation der Ortsfrequenzkomponente $0,5 \text{ mm}^{-1}$ mit einer (angenommenen) Spitzengeschwindigkeit von 1000 mm/s (in der Literatur (30) finden sich Angaben über Spitzenströmungsgeschwindigkeiten im Herzen oder in den großen Gefäßen bis zu 1000 mm/s , ja sogar bis zu 5000 mm/s) ergibt sich eine Spitzenzeitfrequenz von $f = 500 \text{ Hz}$.

Soll das Nyquist-Kriterium (Echtzeitbetrieb) erfüllt sein, so müßte man eine Bildfrequenz von mehr als dem doppelten der höchsten auftretenden Zeitfrequenz, also 1000 B/s wählen, um auch noch die an Klappen auftretende Spitzenströmungsgeschwindigkeiten von 1000 mm/s im Echtzeitbetrieb filmen zu können!

Für die bei unseren Experimenten zum Einsatz kommende Bildfrequenz von 400 B/s ergeben sich damit echt zu erfassende Geschwindigkeiten von $v = 400 \text{ mm/s}$, in welchem Bereich wohl auch die statistisch am häufigsten auftretenden Geschwindigkeiten liegen dürften.

2.2.2 Zur Wahl des Röntgenimpulsbetriebes und des Röntgenbildverstärkers

Um die geschätzten hohen zeitlichen Intensitätsschwankungen (Zeitfrequenzen) im Strahlenbild adäquat durch Bildverstärker, Optik, Kamera und Film übertragen zu können, bedarf es eines Röntgenbildverstärkers (RBV) mit sehr geringer zeitlicher Trägheit sowie gepulster Röntgenstrahlung.

Bei kontinuierlicher Röntgenstrahlung sind nämlich nach Dümmling (15) die volle Integrationszeit des RBV (bei CsJ-Schirmen < 2 ms) und der gesamte Hellsektor der Kamera (hier 144° , 1 ms) als Belichtungszeit wirksam.

In der unten beschriebenen Anlage wird eine Röntgenpulsdauer von etwa 1 ms verwendet, was bei einem Puls folgender Modulationsübertragungsfunktion (MUF) entsprechen würde (Abb. 3, Kurve 1, 1. Nullstelle bei 1000 Hz).

$$M_t(f) = \left| \frac{\sin \pi \cdot f \cdot t}{\pi \cdot f \cdot t} \right|$$

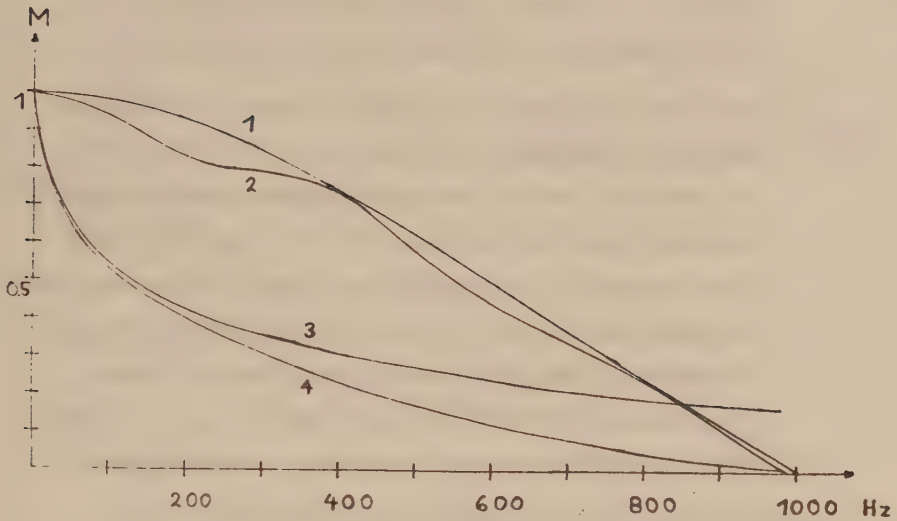


Abb. 3: Zeitliche Modulationsübertragungsfunktion.

1. Pulsdauer 1ms, ein Puls
 2. Pulsdauer 1 ms, 400 Bilder pro Sekunde
 3. Röntgenbildverstärker (Zink-Cadmiumsulfid)
 4. Kontinuierliche Strahlung, 400 Bilder pro Sekunde, 40 % Hellsektor.
- Nach (15) modifiziert.

Abbildung 3, Kurve 1 stellt den Kontrastverlust am RBV-Eingang, also schon im Strahlenrelief, dar. Mit einer Bildfrequenz, und damit einer Pulsfrequenz, von 400 Hz wird eine zeitliche Intensitätsschwankung von ebenfalls 400 Hz immer gleichphasig abgetastet, ähnliches gilt für Vielfache der Bild (=Puls)frequenz. Intensitätsschwankungen mit Frequenzen, die der halben und ungeradzahligen Vielfachen der halben Bildfrequenz numerisch gleich sind, werden wechselweise, einmal gegenphasig, dann gleichphasig abgetastet, was zu dem nach (15) näherungsweise berechneten undulierenden Verlauf der MÜF (Abbildung 3, Kurve 2) führt.

(Die von Dümmling angegebene Formel (Fußnote) läßt eine näherungsweise Berechnung der zeitlichen MÜF des BV-Kinos bei gepulster Strahlung zu, wobei auch das Nachleuchtverhalten des RBV erfaßt wird. Allerdings sind BV mit CsJ-Eingangsschirmen den früheren ZnCdS-Schirmen bezüglich An- und Abklingzeiten und damit Nutz- und Störbelichtung deutlich überlegen (etwa um den Faktor 1,5; Abb. 4), (12)).

Fußnote:

$$M_t(f) = \frac{1}{1+a+b} \left((1+a \cos 2\pi fT + b \cos 2\pi f \cdot 2T)^2 + (a \sin 2\pi fT + b \sin 2\pi f \cdot 2T)^2 \right)^{1/2}$$

a,b = gemessene relative Restsignale

f = Zeitfrequenz

T = Bildperiode

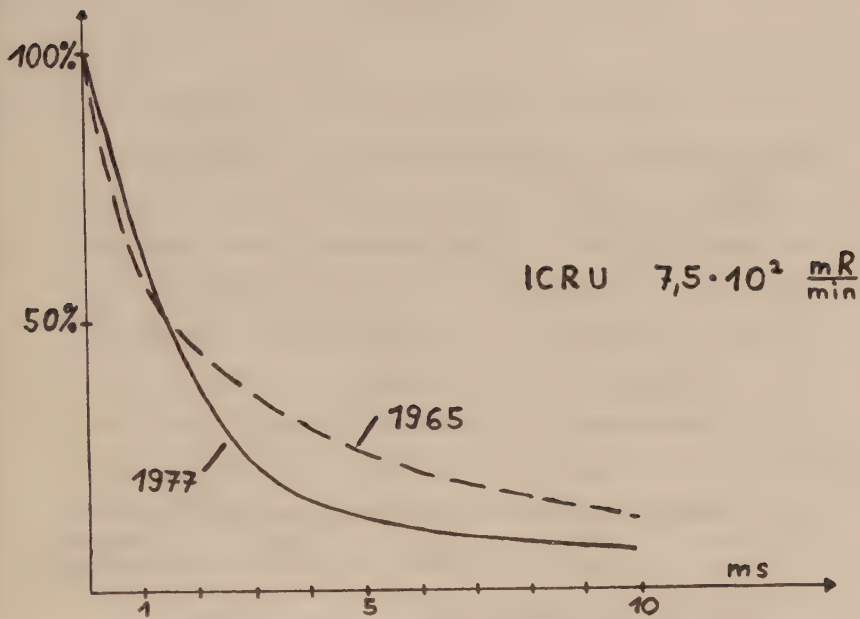


Abb. 4: Abklingverhalten von Röntgenbildverstärkern:

--- mit ZnCdS-Ein- und Ausgangsschirm

— mit CsJ-Ein- und ZnCdS-Ausgangsschirm (12).

Insgesamt gesehen ist jedoch das dosisleistungsabhängige Langzeitnachleuchten beim Kinobetrieb mit gepulster Strahlung zu vernachlässigen. Restbildanteile wirken sich im Pulsbetrieb nur bei bestimmten Frequenzen (ungeradzahligen Vielfachen der halben Bildfrequenz), und auch hier nur abgeschwächt, aus. Bei zeitlichen Intensitätsschwankungen mit einer der Pulsfrequenz bzw. Vielfachen davon entsprechenden Frequenz verhält sich das Übertragungssystem so, als ob es trägheitslos wäre.

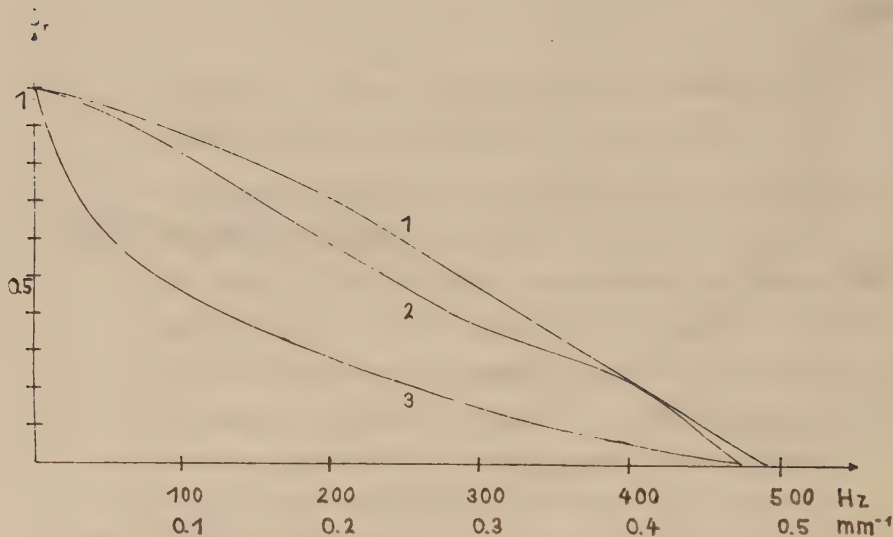


Abb. 5: 1-Objektspektrum

2-Bildspektrum bei gepulster Strahlung
(400 B/s; 0,8 ms Puls).

3-Bildspektrum bei nichtgepulster Strahlung
(400 B/s; wirksame Belichtung 1 ms).

Abbildung 5 zeigt einen Vergleich des Objektspektrums (5.1) mit seinem Bildspektrum bei gepulster (400 Hz, 0,8 ms; Abb. 5.2) und nichtgepulster Strahlung (Durchlaufkino, 400 B/s, 40 % Hellsektor, 1 ms Belichtung; Abb. 5.3). Die Graphen 5.2 (Puls) und 5.3 (kontinuierlich) sind durch Multiplikation der Graphen 3.2 und 3.4 mit den Faktoren der relativen Amplitudendichte des Ortsfrequenzspektrums entstanden und zeigen an, wie gut das Bildfrequenzspektrum dem Ortsfrequenzspektrum eines Gelbkügelchens (2,5 mm ϕ $V = 1000$ mm/s) nach Passieren des BV-Kinoübertragungssystems angenähert ist.

Die Abbildung 5 veranschaulicht gleichzeitig auch die Überlegenheit der Pulsbelichtung gegenüber kontinuierlicher Belichtung bezüglich der Strukturübertragung kleiner, schnellbewegter Details, obwohl im Hinblick auf Bewegungsunschärfe (Pulsbelichtung: 0,8 ms; kontinuierliche Belichtung 400 B/s, Bildperiode 2,5 ms, 144° Hellsektor, damit wirksame Belichtungszeit: 1 ms) und Dosiseinsparung (das erzeugte Fluoreszenzlicht wird wegen der An- und Abklingvorgänge nicht vollständig für die Belichtung in der Hellperiode ausgenutzt (8)), keine gravierenden Unterschiede bestehen.

Die geschilderte zeitliche MUF stellt jedoch nur einen Teillaspekt des komplexen Begriffes Bildgüte dar. Neben der Gesamt-MUF, die eine Aussage über die Strukturübertragung eines Systems ermöglicht und u.a. von der Fokusgröße der Röntgenröhre, den Fokus-Objekt-Schirmabständen (geometrische Vergrößerung), der Objektbewegung, den Eigenschaften des Übertragungssystems (BV, Optik, Filmkorn u.ä.) abhängt, ist auch das frequenzunabhängige (weiße) Quantenrauschen und das Verstärkerrauschen beim Zustandekommen des Störabstandes S/R einer Übertragungskette von Bedeutung für die Bildqualität. Zusätzlich wird sie noch durch die Kontrastübertragung, repräsentiert durch den gamma-Wert, Verzeichnungen wie Vignettierung, Flecken u.a., beeinflusst. All diese Faktoren wirken zum großen Teil multiplikativ (Voraussetzung: Fehlen weitreichender Effekte, Linearität) auf die Veränderung des Orts- und Zeitfrequenzspektrums des Objektes ein.

Zur Lösung der uns gestellten Aufgabe muß das gesamte Übertragungssystem ein Auflösungsvermögen (Ortsfrequenz, bei der der Kontrast $(S_1 - S_2) / (S_1 + S_2)$ auf 0,05 gesunken ist; S_1, S_2 = verschiedene Signale) von mindestens 0,5 Per/mm bei einer Objektgeschwindigkeit von etwa 500 mm/s haben.

2.2.3 Röntgenanlage

Für die unten beschriebenen Versuche wurde das Cardoskop U mit Untersuchungstisch CU der Firma Siemens verwendet. Die Biangulix-Rapid-Röhre mit Loadix-Meßzelle und Gittersteuerung hat eine Brennfleckgröße von $0,6 \times 0,6 \text{ mm}^2$, eine Nennspannung bis 150 kV und eine Wärmespeicherfähigkeit der Anode von 300 kJ. Gesteuert wird sie über den Pulskontaktgeber der Kinokamera mittels einer Kinoimpulseinrichtung, die am Hochspannungserzeuger des Generators (Pandoros Optimatic, 150 kW, Gleichspannung) betrieben wird. Ein Photomultiplier im Lichtverteiler des BV sorgt über einen Ist-Sollwert-Vergleich für eine automatische Helligkeitsstabilisierung am BV-Ausgang (konstante Dosisleistung am BV-Eingang, kV-Automatik).

Die kürzeste Impulsdauer beträgt 0,8 ms. Vor dem BV (Typ: Sirecon 2,17 - H mit CsJ-Eingangsschirm) ist ein Streustrahlenraster Pb 8/40 mit einem Schachtverhältnis von 8 und 40 Lamellen/cm angebracht, das die auf den BV-Eingang treffende Dosisleistung um den Faktor 2,2 mindert und auf 90 cm Abstand vom Brennfleck fokussiert ist (3 mm Al - Vorfilterung).

Am Dreikanallichtverteiler des BV sind eine 70 mm-Sircam Magazin-Kamera, eine Fernsehkamera, eine 35 mm-Arritechno-Kamera bzw. alternativ eine 16 mm-Milliken DEM 5 C angeschlossen. Wahlweise können so Einzelbildaufnahmen oder Schnellserienaufnahmen bis 6 B/s auf 70 mm-Film, 35 mm-Kinofilme mit bis zu 150 B/s und 16 mm-Kinofilme mit bis zu 400 B/s hergestellt werden, neben der Fernsehmitbeobachtung.

2.2.4 Kameras

Neben der auch im klinischen Routinebetrieb eingesetzten 35 mm-Arritechno wurde hauptsächlich eine 16 mm-Milliken DEM 5 C verwendet, die bei intermittierendem Filmtransport eine Aufnahmefrequenz von 400 B/s ermöglicht. Der Hellsektor ist von $7,5^{\circ}$ - 160° veränderbar. Über einen Kontaktgeber steuert die Kamera den Kinoimpulsgeber, wobei die Impulsdauer der Röntgenröhre 0,8 ms beträgt. Die optische Ausrüstung der Kamera besteht aus einem Objektiv der Lichtstärke 1 : 2 mit einer Brennweite von $f = 40$ mm, was im Zusammenwirken mit dem Basisobjektiv im Lichtverteiler des BV eine Vergrößerung des BV-Ausgangsbildes auf das 1,25-fache bewirkt, wobei die Entfernungseinstellung des Objektives auf unendlich fixiert ist (paralleler Strahlengang).

2.2.5 Filme

Belichtet wurden 3 Filmsorten, und zwar:

- Ilford FP4
(DIN 20, entwickelt mit 1,5 m/min bei 29° C,
gamma 0,7)
- Ilford Pan F (= Cinegram F, DIN 15, gamma 0,7)
- Gevapan 30 (DIN 19, entwickelt bei 29° C
mit 1,5 m/min, gamma 1,4)
- Kodak 2496 RAR (Polyesterunterlage)
(DIN 24, entwickelt bei 30° C, mit 3 m/min,
gamma 1,7)

2.2.6 Strahlenschutzmessung

Bei den Strahlenschutzmessungen am Phantom und
im Tierversuch wurden die folgenden Geräte ver-
wendet:

- a) Messung des Flächendosisproduktes:
Dosiplan (PTW)
- b) Messung der Dosisleistung und Ortsdosisleistung:
DAL mit DL-Kammern, Babyline Dosimeter:
Babyline 31 Nr. E 433 A/1387
Babyline 31 Nr. 433/959

2.3 Methode

2.3.1 Strahlenschutzmessung

Es wurden Strahlenschutzmessungen an o.g. Cardoscop-U (G 5090/01017) bei gepulster Röntgenstrahlung mit 100 bzw. 400 B/s unternommen. Dabei wurden mit einer Aufnahmefrequenz von 100 B/s Messungen am Wasserphantom (Größe 50 x 15 x 10 cm), am Araldit-Thoraxphantom sowie bei der Herzkatheteruntersuchung eines 3-jährigen Mädchens durchgeführt, bei 400 B/s nur am Wasserphantom sowie im Tierversuch.

2.3.1.1 Aufbau

Die Anordnung der Röntgenapparaturen im Raum war für beide Bildgeschwindigkeiten grundsätzlich gleich und wird durch die Abbildung 6 wiedergegeben.

Resopal

H = 3300

3100

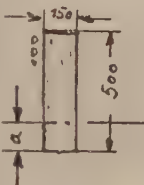
1000

Fenster

Tür

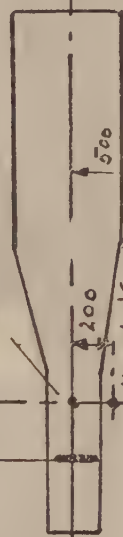
a = 100

Wasserphantom (Kind)



Thoraxphantom
a = 280

Herz



Hand

Standort d. Unterl.

450
bzw. 400
Meßreihe 1
600 2

2350

Stahlschutzwand

2500

Kachelwand

0°

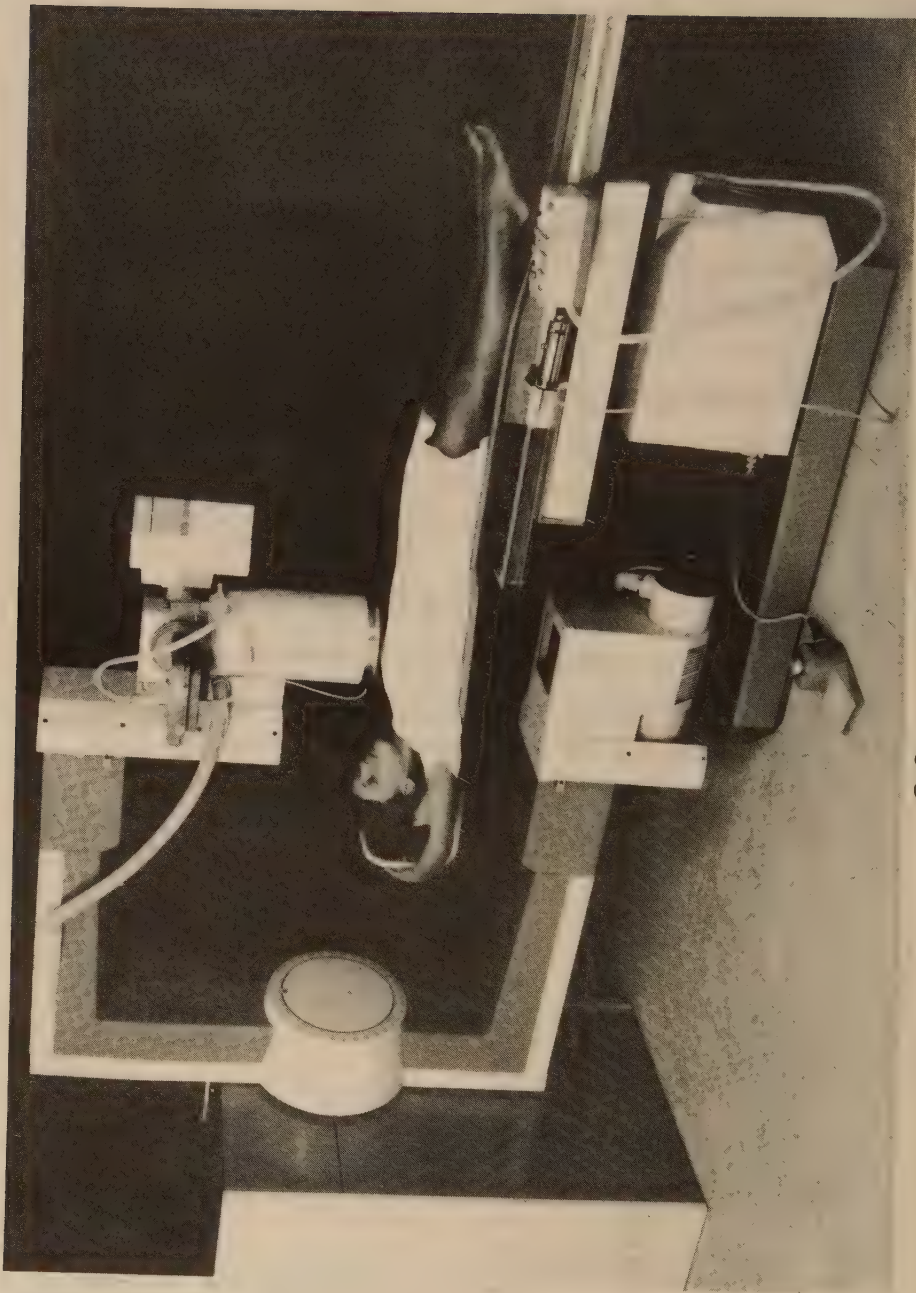
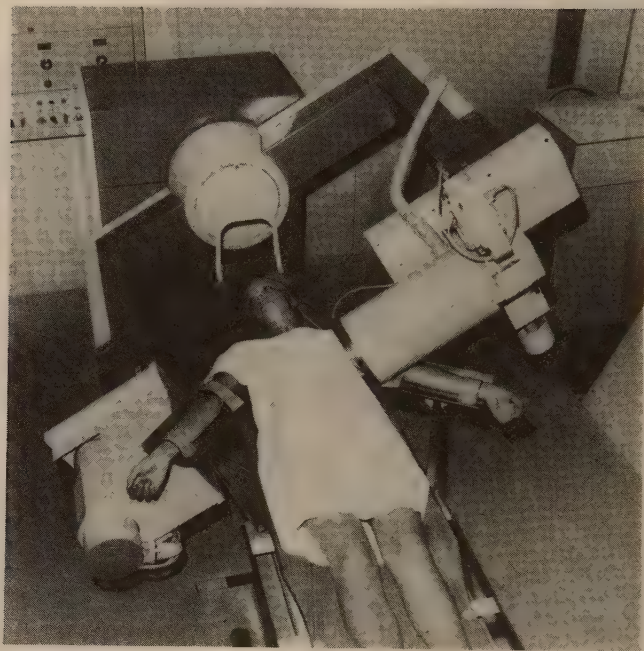
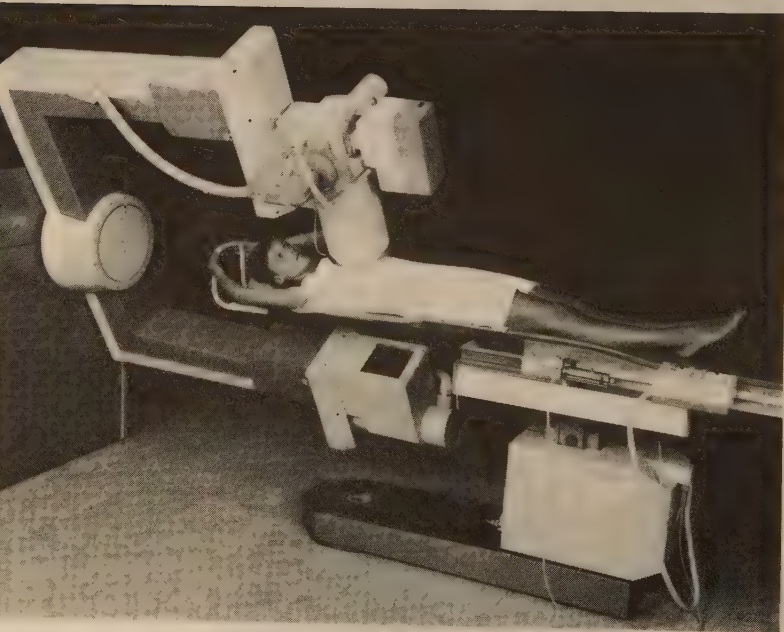




Abb.8

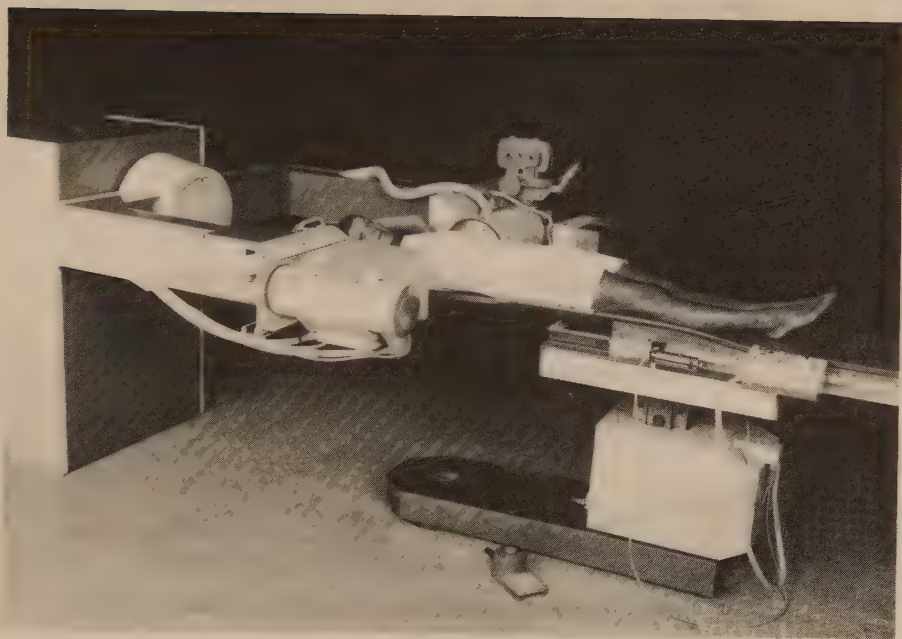


+ 60°



-30°

Abb. 9



+90°

Abb. 10

Für die Untersuchungen mit 100 B/s wurde in Gerätestellung 0° , -30° , $+30^{\circ}$, $+60^{\circ}$ und $+90^{\circ}$ gemessen, wobei die Tischhöhe 98,8 cm betrug. Die Röntgenröhre war in Skalenstellung 72 cm für alle Messungen fixiert, der BV-Objekt-Abstand wurde von 15 - 25 cm (Skala) variiert.

Für die Messungen bei 400 B/s wurden nur die Gerätestellungen 0° und $+30^{\circ}$ berücksichtigt. Bei einer Tischhöhe von 90 cm war der Bildverstärker bei Skalenstellung 10 cm, die Röntgenröhre bei Skalenstellung 70 cm fixiert (Abb. 7,8, 9, 10,).

2.3.1.2 Messungen

a) Durchleuchtung

Die je Patient aufzuwendende Durchleuchtungszeit ist abhängig von Geschick und Routine des Untersuchers, sowie natürlich von den vorliegenden (pathologischen) anatomischen Verhältnissen.

Als Durchschnittswerte bei den verschiedenen Achsenstellungen haben sich ergeben:

Tabelle 1

<u>Stellung (°)</u>	<u>Zeitdauer (min)</u>	<u>Bemerkungen</u>
0°	15 - 35	je nach Fall
+60	3	} Hände im Beckenbereich
-30	3	
+90	1	

Anhand der Meßwerte (Tab. 2) wurden die folgenden Ortsdosisleistungen (Phantom und Patient gemittelt) bestimmt:

- Ortsdosisleistung (ODL) am Kopf des Untersuchers: 20 mR/h
- Ortsdosisleistung an den Händen des Untersuchers: 100 mR/h

Bei einer durchschnittlichen Einschaltzeit von knapp 30 min/Patient ergibt sich für den Untersucher am Kopf eine Strahlenbelastung von knapp 10 mR/Patient, an den Händen von knapp 50 mR/Patient.

b) Kino 100 B/s und 50 B/s

Tab. 2: Meßprotokoll Kino 50 und 100 B/s, Durchleuchtung

Fixwerte: Skala Strahler 72 cm, Tischhöhe 98,8 cm

Richtung (°)	Objekt	Skala BV (cm)	Ortsdosisleistung am Standort d. Untersuchers Kopf (mR/h)	Hände	Spannung (KV)	Strom (mA)	Bemerkung
0	Wasserphantom	15	10	125	55	0,65	Fe röhrenseitig
0	Kind	17	3	70 (Arm) 4 (Leiste)	55	0,65	
0	Wasserphantom + Eisen	15	9-10	100	65	1,0	Fe BV-seitig
0	Wasserphantom + Eisen	15	34	300	65	1,0	Bild 25x17 cm
0	Araldit-Phantom	24	9	40	60	0,8	
+60	Wasserphantom	20	62	300	65	1,0	Bild 25x17 cm
+60	Kind	17	14	entfällt	65	1,0	
+60	Araldit-Phantom	25	84	600	85	2,0	Bild 25x17 cm
-30	Wasserphantom	17	2,2	50	55	0,65	Bild 25x17 cm
-30	Kind	17	1,0	entfällt	65	1,0	
-30	Araldit-Phantom	26	21	84	72	1,3	Bild 25x17 cm
+90	Wasserphantom	23	38	190	60	0,8	Bild 25x17 cm
+90	Kind	17	26	entfällt	62	0,9	
+90	Araldit-Phantom	24	230	1500	105	3,5	Bild 25x17 cm
0	Kind	17	170	entfällt	77	390	Kino 100 B/s
0	Kind	17	100	entfällt	77	390	Kino 50 B/s
+60	Kind	22	160	entfällt	77	390	Kino 50 B/s
+90	Kind	20	70	entfällt	77	390	Kino 50 B/s

b) Kino 100 B/s und 50 B/s

Bei einer Szenenlänge von 5 bis maximal 10 s und einer Aufnahmelänge von 2 bis 5 Szenen pro Patient lassen sich die folgenden Mittelwerte (3 Szenen à 8 s, Pulsbreite 3 ms, 77 kV, 100 B/s) berechnen:

ODL Kopf des Untersuchers: 170 mR/h

Zeit: 24 s

Zusammen mit den o.g. Werten für die Durchleuchtung läßt sich somit eine Gesamtstrahlenbelastung des Untersuchers (Kopf) pro Patient (Durchleuchtung und Kino 100 B/s) von 10,4 mR errechnen.

c) Kino 400 B/s

Die Messungen wurden an einem Schäferhund (25 kg, Länge 90 cm, Abb. 11) und an einem Wasserphantom ($15 \times 10 \times 50 \text{ cm}^3$) durchgeführt, und zwar in Gerätestellung $+30^\circ$ und 0° (Phantom).

Die Bildgröße am Monitor betrug $14 \times 16 \text{ cm}^2$, entsprechend einer tatsächlichen Feldgröße von $10,6 \times 9,3 \text{ cm}^2$ ($\sim 100 \text{ cm}^2$).

Die Pulsdauer der Röntgenstrahlung war 0,8 ms, die Röhrenspannung 77 kV bei 340 mA. Die Dauer einer Kinoszene (400 B/s) wird durch die Röhrenschuttschaltung auf 3 Sekunden begrenzt.



Abb. 11: Versuchsanordnung (Hund, + 30°)

Tab. 3: Kino 400 B/s

Meßreihe 1a (alle Messungen Stellung + 30°) Hund

Meßort Untersucher	R/h	R x cm ²	Sekunden
Augenhöhe	4	294	3
Sternum	8	304	2,8
Gonaden	10	297/293	3/2,8
Hände	25	284	3

Tab. 4: Kino 400 B/s

Meßreihe 1b (nur Hände des Untersuchers) Wasserphantom

Richtung	R/h	$R \times \text{cm}^2$	Sekunden
+ 30°	18	224	3
0°	4	99	2

Tab. 5: Kino 400 B/s

Meßreihe 2 (alle Messungen Stellung + 30°) Hund

Meßort Untersucher	R/h	$R \times \text{cm}^2$	Sekunden
Augenhöhe	2	292	3
Sternum	2	290	3
Gonaden	0,9	284	3
Hände	1,2	283	3

Bei einer Szenenlänge von 3 s ergibt sich danach in Meßposition 1 (Abstand 400 mm) eine Ortsdosis von 3,3 mR an den Augen sowie von 21 mR an den Händen des Untersuchers. Mit einer Schürze (Pb 0,25 mm) wird am Sternum eine Senkung der Strahlenbelastung auf 0,33 mR erreicht, an den Gonaden auf 0,42 mR.

Bei 3 Szenen von je 3 s Dauer ergibt sich, zusammen mit der o.g. DL-Belastung, eine Strahlendosis an den Augen von etwa 19,2 mR.

2.3.1.3 Schutzmaßnahmen

Aufgrund der, besonders beim Klinikbetrieb, sehr hohen Strahlenbelastungen (Augendosis pro Patient, DL und Kino (3 x 8 s bzw. 3 x 3 s), bei 100 B/s ca. 10 mR, bei 400 B/s ca. 20 mR) sind die nachfolgend angeführten Strahlenschutzmaßnahmen peinlich genau zu beachten:

- a) Tragen einer Strahlenschutzkleidung (Schürze mit 0,25 mm Pb, bei 400 B/s Strahlenschutzbrille mit 0,25 mm Bleigleichwert)
- b) Größtmöglicher Abstand zur Strahleneinfallfläche (vgl. Tabelle 4 und 6)
- c) Möglichst kleine Strahleneinfallfläche
- d) Augen von der Strahleneinfallfläche nach Möglichkeit abwenden (Blickrichtung Monitor)

- e) Kürzeste Einschaltzeiten
- f) Überwachung der Strahlenbelastung durch
Personendosis etc.

2.3.1.4 Abschätzung der möglichen Untersuchungszahlen

Als Richtlinien für den Strahlenschutz gelten die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP), die auch den deutschen Strahlenschutznormen und der deutschen Röntgenverordnung vom 1.3.73 zugrunde liegen.

Darin ist u.a. die höchstzulässige Körperdosis in den blutbildenden Geweben und in den Keimdrüsen bei beruflich strahlenexponierten Personen auf 5 rem pro Jahr festgelegt. Für die Augen gilt derselbe Wert, für die Hände ist eine Äquivalentdosis von 60 rem zugelassen.

Legt man diese Zahlen zugrunde, so ergibt sich z.B. bei Aufnahmen mit einer Bildfrequenz von 400 B/s bereits bei 3 Szenen à 3 Sekunden (bei angenommenen 200 Arbeitstagen), einschließlich der DL, die volle Ausnutzung der zulässigen Jahresdosis (42 b)!

Durch geeignete Maßnahmen (Schutzbekleidung, Abstand, evtl. andere Lagerung) lassen sich sicher etwas geringere Streustrahlendosen erreichen. Trotzdem ist diese hohe Bildfrequenz für den Routinebetrieb nicht geeignet und bleibt speziellen Einsatzzwecken (vorwiegend experimenteller Art) vorbehalten.

2.3.2 Modellversuch

Um einen ersten Eindruck von dem partikulären Kontrastmittel als Instrument zur qualitativen und quantitativen Strömungsindikation zu bekommen, wurden Versuche am Modell unternommen. Dazu diente der folgende, von (30) schon für Doppler-Ultraschall-Flowmessung angewandte Versuchsaufbau mit verschiedenen auswechselbaren Klappen (Björk-Shiley, Lillehei-Kuster, Starr-Edwards).

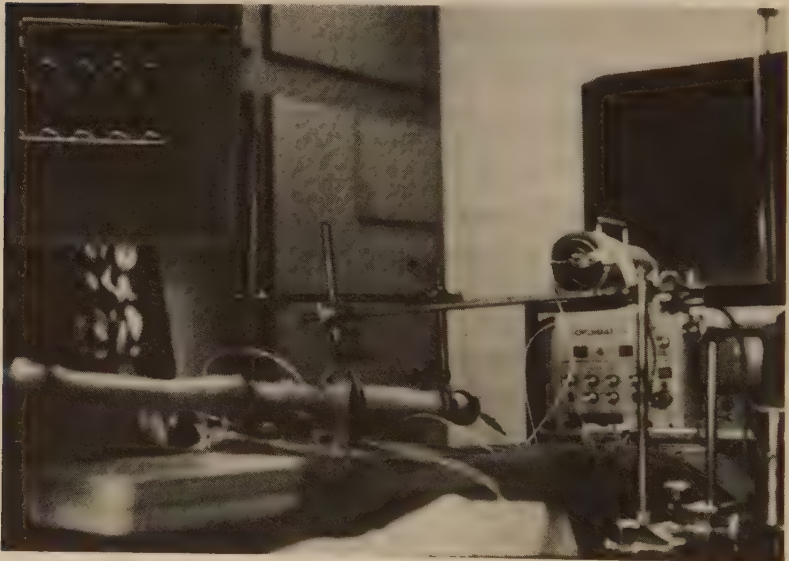


Abb. 12: Versuchsanordnung,
Kreislaufmodell. Nach (30).

Als Perfusionsmedium wurde fettarme, adaptierte Milch verwendet (36). Röntgenkinematographische Aufnahmen, sowohl mit 150 B/s (35 mm-Film) als auch mit 400 B/s, wurden mit oben beschriebener Anlage hergestellt.

Die Auswertung erfolgte Bild-für-Bild am Arxi- bzw. Lytax-Filmbetrachter, die Position jedes Kügelchens wurde auf über den Sichtschirm montiertem durchsichtigen Millimeterpapier aufgetragen. So ergab sich für jedes Gelkügelchen ein aus einzelnen Punkten bestehender Graph, wobei die Abstände der aufeinanderfolgenden Kugelpositionen gleichzeitig ein Maß der jeweiligen Strömungsgeschwindigkeitsgradienten darstellen (bei Parallelität von Film- und Strömungspartikelebene). (Auswertung der Strömungsmuster bei (38)).

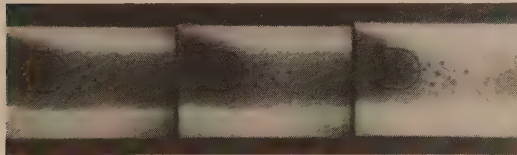


Abb. 13: Kontrastdichte.

Gelkügelchen im Röntgenbild.

Bildgeschwindigkeit 100 B/s,

35 mm-Film, Starr-Edwards-Klappe.

2.3.3 Tierversuch

Im abschließenden Tierversuch wurde sowohl ein Vergleich von verschiedenen partikulären und nicht-partikulären Kontrastmitteln, differenten Filmformaten, -geschwindigkeiten und -empfindlichkeiten, sowie variablen Entwicklungsparametern vorgenommen.

2.3.3.1 Versuchsdurchführung

3 Bastardhunde von 25 - 35 kg Gewicht wurden mit Pentobarbital-Natrium (Nembutal^R) narkotisiert (Initial 4 ml = 200 mg) und intubiert. Als Muskelrelaxans wurde Pancuronium (initial 2 ml) eingesetzt, die maschinelle Beatmung erfolgte mit 80 % Raumluft und 20 % O₂ bei einem Beatmungsvolumen von 6,5 l, einem Beatmungsdruck von 0 - 12 cm Wassersäule und einer Beatmungsfrequenz von 20/min.

Anschließend Freipräparieren der Inguinalgefäße beidseits, Einlegen eines pigtail-Katheters (8 Charrière) in die linke Arteria femoralis, eines Kobrakatheters in die rechte Vena femoralis, Verschieben der beiden Katheter in den linken Ventrikel bzw. Stamm der Arteria pulmonalis. Arterielle Druckmessung (Statham).

Lagerung der Hunde in Rückenlage, Neigung der Röhren/Bildverstärkerachse zur Sagittalachse der Hunde 30° nach links (+ 30°).

Die Belichtungsregelung erfolgte automatisch (kVp 77 kV). Gefilmt wurde mit Sircam 70 mm, Arritechno 35 mm, Milliken 16 mm (400 B/s) und den oben erwähnten Filmsorten.

Als Kontrastmittel wurden angewendet:

- Urografin R 76 %
- Conray R 80 %
- 8 %iges Gelatine - Urografin R 76 KM
- Versuchskontrastmittel der Firma Schering
(SH H 321 AB, J-Megluminioglicinat) sowie
- Partikuläres Gelkugelkontrastmittel
mit Hypaque R 90

2.3.3.2 Versuchsprogramm

- Bei den verschiedenen nicht-partikulären Kontrastmitteln wurde die Auswaschzeit in mehreren Messungen bestimmt. Dabei wurde jeweils ein Flow von 16 ml/s und eine Injektionsmenge von 10 ml am Contrac-Injektor eingestellt, bei einer Temperatur von 36 - 38° C des Kontrastmittels.
- Bei "Overload"-Anzeige des Injektors wurde das KM auf 45° C erwärmt, der Flow auf 10 ml/s zurückgenommen.
- Die Verteilung der Kontrastmittel im Gefäßsystem wurde jeweils gefilmt und die Filmschwärzung durch Varrierung von Entwicklungszeit und Entwicklungstemperatur für den jeweiligen Filmtyp optimiert.
- Die gefilmten Strömungsmuster der Gelkugeln im linken Ventrikel, Aorta und Arteria pulmonalis wurden Bild für Bild am Filmbetrachter analysiert (38).
- Durch Veränderung der Belichtungszeiten wurde versucht, Zeitbelichtungen mit Strömungsmustern auf Einzelbildern und Filmen zu erhalten.

2.3.3.3 Ergebnisse

Die Auswaschzeiten der verschiedenen wasserlöslichen Kontrastmittel wurden durch Handstoppung ermittelt, wobei der Zeitraum vom "Einschuß" des Kontrastmittels bis zum völligen "Verschwinden" des KM auf dem Kontrollmonitor gemessen wurde.

Dabei ergaben sich bei den Megluminsalzen Urografin 76 (U 76) und Conray 80 (C 80) nur geringfügige Unterschiede in der Auswaschzeit. Der Mittelwert betrug bei beiden etwa $4 \pm 0,5$ s, bei etwas größerer Kontrastdichte von Conray 80.

Eine deutliche Verlängerung der Auswaschzeit erbrachte die Verwendung des mit 8 % Gelatine angereicherten Urografin 76 (U 76 + Gel). Die mittlere Auswaschzeit ergab mit $6,5 \pm 1$ s gegenüber normalem Urografin 76 um mehr als 50 % bessere Werte. Allerdings mußte das KM aufgrund seiner hohen Viskosität auf etwa 45° C erwärmt werden, um genügend große Flow-Raten zu erreichen.

Das Versuchskontrastmittel von Schering (VS) ergab ebenfalls mit $5,5 \pm 1$ s verlängerte Auswaschzeiten bei gutem Kontrast. Trotz Erwärmung des KM auf ebenfalls 45° C konnte jedoch mit unserer Motorspritze kein größerer Flow als 10 ml/s erreicht werden.

Tabelle 1

KM	U 76	C 80	U 76 + Gel	VS
Auswaschzeit (s)	$4 \pm 0,5$	$4 \pm 0,5$	$6,5 \pm 1$	$5,5 \pm 1$
Besonderheiten	-	-	$t = 45^{\circ}\text{C}$	$t = 45^{\circ}\text{C}$ Flow 10 ml/s

Das partikuläre KM konnte wegen der geringen Ausdehnung der Kugeln und relativ niedrigerer Kontrastmitteldichte natürlich keine so großen Strahlenopalessenzen aufbauen wie die üblichen KM, doch produzierte jedes Partikel einen ausreichenden Kontrast zum umgebenden Medium, um mit hinreichender Genauigkeit identifiziert werden zu können.

Mit Ilford FP4 - Film (20 DIN, Entwicklungszeit 1,25 m/min Entwicklungstemperatur 30°C , $\gamma = 1,7$) konnten selbst bei 400 B/s auch mit partikulärem Kontrastmittel befriedigende Bilderergebnisse erzielt werden, sowohl Schärfe als auch Kontrast betreffend.

Leider war es mit oben beschriebener Anlage jedoch nicht möglich, durch längere Belichtungszeiten (Pulse) einen Übergang vom Momentanbild eines Kügelchens in seine zweidimensionale zeitliche Verlaufsform zu erhalten, und so ein Strömungsmuster durch Zeitbelichtung (ähnlich z.B. Zeitbelichtungen bei Feuerwerken) abzubilden.

3. Diskussion der Ergebnisse

Bildfrequenz-Partikelgeschwindigkeit

Hohe Bildfrequenzen ($f > 300$ B/s) wurden in der High-speed-Kinematographie bisher meist mit Hilfe von Filmkameras mit kontinuierlichem Filmtransport und rotierendem Prisma erzielt (19, 20, 36).

Demgegenüber bietet die von uns verwendete Kamera mit intermittierendem Filmtransport das bessere örtliche Auflösungsvermögen, jedoch begrenzen technische Probleme des Filmtransportes (Greifersystem, Reißfestigkeit der Filmperforation) die Filmgeschwindigkeit auf etwa 400 B/s.

Durch Analyse der Ortsfrequenzspektren ähnlicher Strukturen (gemessen von Ziskin et al., 43) kann mit hinreichender Genauigkeit abgeschätzt werden, daß diese Bildfrequenz ausreichend ist für die Übertragung des Zeitfrequenzspektrums eines 40 cm/s schnellen Gelkugelhens von 2,5 mm Durchmesser im "Echtzeitbetrieb".

Selbstverständlich lassen sich aufgrund der kurzen Röntgenstrahlenpulsdauer von etwa 1 ms auch zeitliche Intensitätsschwankungen eines Partikels mit größerer Geschwindigkeit noch ausreichend genau (scharf) erfassen, doch ist dann das Abtasttheorem (Nyquist-Kriterium, (28)) nicht mehr erfüllt. Die in der Frühsystole an Herzklappen und Klappenprothesen auftretenden Geschwindigkeitsmaxima (bis 120 cm/s, (38)) können somit "real" auch mit o.g. Kamera (400 B/s) nicht mehr dokumentiert werden.

Pulsbelichtung

Als Folge der Pulsbelichtung treten bei der Aufzeichnung Interferenzerscheinungen auf: Zeitliche Intensitätsschwankungen im Strahlenbild mit einem Vielfachen der Bildfrequenz werden besonders gut, mit einem Vielfachen der halben Bildfrequenz besonders schlecht wiedergegeben, ein Phänomen, das andere Untersucher (14, 15) ebenfalls erwähnen.

Daraus läßt sich folgern, daß zur optimalen Darstellung von Gegenständen bestimmter Größe mit definierter Geschwindigkeit, mithin eines eng begrenzten Zeitfrequenzspektrums, die Aufnahmefrequenz (=Bildfrequenz) dem Zeitfrequenzspektrum entsprechend gewählt werden sollte:

$$\text{Bildfrequenz} \geq 2 \times f(\text{max}) \quad (\text{max. Zeitfrequenz})$$

Probleme in bezug auf die Bewegungsunschärfe hingegen sind, wie bereits oben erwähnt, wegen der kurzen Pulsdauer (1 ms) nicht zu erwarten (13, 15, 41).

Belichtungs-Synchronisation

Im Interesse einer geringen Strahlenbelastung und ausreichenden Filmbelichtung müssen Röntgenpuls und Hellsektor der Kamera genau synchronisiert werden, um den durch die gepulste Röntgenstrahlung hervorgerufenen Leuchtdichtepuls am Bildverstärkerausgang möglichst vollständig zur Belichtung des Einzelbildes verwerten zu können (8),

Die Variabilität bzw. Austauschbarkeit der Sektorenblende der von uns verwendeten Filmkamera ermöglichte die Einstellung des günstigsten Verhältnisses von Hell- und Dunkelsektor. Für die Aufstellung von Belichtungsrichtlinien sind Untersuchungen von Heintzen (21) unternommen worden, welche die komplexen Zusammenhänge von Impulsdauer, KV, mA sec und Impulsantwort am BV-Ausgang (= Lichtpulsform) aufzeigen.

Trägheitsbedingte Nachleuchteffekte des BV machen sich im Kinobild durch eine Kontrastminderung bemerkbar, sind jedoch durch Einführung neuer CsJ - BV - Eingangsschirme gegenüber früheren Messungen um etwa einen Faktor 1,5 geringer geworden (15,12).

Triggerung

Als schwieriges Problem stellte sich bei den Versuchen die durch eine Röhrenschuttschaltung auf 3 sec begrenzte kurze Aufnahmedauer dar. Infolge der Kamerahochlaufzeit und der kurzen verfügbaren Aufnahmezeit erwies sich dabei eine manuelle Auslösung der Motorspritze bzw. eine ausschließlich manuelle Injektion von Kontrastmittel durch den Katheter als ungünstig: Öfter wurden wesentliche Bildsequenzen durch die Automatik abgeschnitten, während andererseits größere Filmabschnitte unbelichtet geblieben waren. Hier könnte eine herphasengesteuerte Triggerung der Motorspritze mit individueller Vorlaufzeit wohl eine Lösung bringen.

Kontrastmittel

Bei der schnellen Kontrastmitteleinbringung, die aus den eben erwähnten Gründen speziell für die Hochgeschwindigkeitskinematographie wichtig ist, erwiesen sich die beiden getesteten handelsüblichen Kontrastmittel (Urografin, Conray) als weitgehend problemlos. Das Gelatine-Urografin-Kontrastmittel ließ sich nach Erwärmung auf 45° C mit genügend hohen Flow-Raten durch die Motorspritze injizieren und bietet zudem eine etwa 50 % größere Auswaschzeit, was sich durch eine insgesamt geringere zu applizierende Kontrastmittelmenge auswirkt (40). Zudem kann dieses Kontrastmittel, je nach Gelatinegehalt, bezüglich Viskosität und Auswaschdauer dem entsprechenden Verwendungszweck fast beliebig angepaßt werden.

Das getestete Versuchskontrastmittel konnte ebenfalls überzeugen: Es bietet auch eine

- verlängerte Auswaschzeit,
- doch sind aufgrund der hohen Viskosität nur
- geringe Flow-Raten möglich.

Grundsätzlich ist hier zu bemerken, daß bei vorgegebenem Katheterlumen und limitierter Spritzenleistungsfähigkeit eine Anhebung der (jodbedingten) schattengebenden Potenz eines Kontrastmittels in gleichem Maße auch die Viskosität eines Kontrastmittels mit ansteigen läßt, und damit einer schnellen Einbringung des Kontrastmittels durch einen Katheter Grenzen setzt.

Partikuläre Kontrastmittel

Einen Sonderfall stellen die partikulären Kontrastmittel dar: Zwar sind sie durch die

- erforderliche (geringe) Kühlung (etwa 10 - 15° C) etwas umständlicher zu handhaben und bieten wegen ihrer geringen Ausdehnung
- keinen besonders guten Kontrast zur Umgebung.

Doch haben sie auch etliche Vorteile:

Einmal können

- sehr geringe Kontrastmittelmengen verwendet werden (etwa 2 ml),

zum anderen läßt sich jedes einzelne Kügelchen in der

- Bild-für Bild-Projektion verfolgen.

Durch die weitgehend

- amplituden- und phasengetreue Reproduktion der angrenzenden Flüssigkeitsbewegung (34, 35) sind sie geradezu
- ideal zum Studium von Strömungsmustern und Strömungsgeschwindigkeiten geeignet.

Bildauswertung

Eine Bild-für-Bild-Auswertung der mit hoher Filmgeschwindigkeit aufgenommenen Kugeln vermag genaue Aussagen über Geschwindigkeitsgradienten, Beschleunigungswerte u.ä. zu liefern:

- Bei flachen Geschwindigkeitsprofilen (in Aorta, venae cavae, arteria pulmonalis, größere Art.) ist die Strömungsgeschwindigkeit des einzelnen Partikels, unabhängig von seiner Position zur Gefäßwand, repräsentativ für den gesamten Gefäßquerschnitt (Mygind).
- Bei Geschwindigkeiten von 25 - 250 cm/sec "schwimmen" die Partikel in Gefäßmitte und spiegeln damit die Geschwindigkeit des Zentralstrahls wider.

Mygind empfiehlt daher folgende 3 Methoden zur Bestimmung der totalen Flußrate:

- Gebrauch von relativ großen Partikeln, die mehr als die Hälfte des Gefäßquerschnittes ausfüllen
- Aufstellung von Eichkurven, die das Verhältnis von Partikel zu Gesamtflüssigkeitgeschwindigkeit festhalten
- Bestimmung des Geschwindigkeitsprofils mit einem dreidimensionalen röntgenkinematographischen Aufnahmesystem.

Mögliche Anwendungsmodifikationen

Weitere Anwendungsmöglichkeiten von partikulären Kontrastmitteln sind ebenfalls denkbar:

- Durch Zeitbelichtung einzelner Kugeln lassen sich Strömungsmuster im Einzelbild herstellen (ähnlich Feuerwerk).

- Mit Hilfe von Röntgenpulsen genau definierter Länge könnte es möglich sein, sozusagen ein "zerhacktes" Strömungsmuster der Gelkugeln aufzuzeichnen. Damit wäre eine gleichzeitig qualitative und quantitative Aussage über den Strömungsverlauf durch eine einzige Aufnahme möglich. Die Länge der einzelnen Kugelspuren würde Aufschluß über die herrschenden Geschwindigkeitsgradienten geben, die Gesamtspur (natürlich mit Unterbrechungen) über den Strömungsverlauf.

Inwieweit diese Ideen realisierbar sind, müssen weitere Versuche zeigen.

Strahlenbelastung

Die bei den niedrigen Filmgeschwindigkeiten (100 und 50 B/s) an Thorax-, Wasserphantom und einer Herzkatheteruntersuchung, bei 400 B/s nur am Wasserphantom sowie im Tierversuch durchgeführten Strahlenschutzmessungen (42a + b), erbrachten im ersteren Fall an den Augen des Untersuchers eine Ortsdosis von ca. 10 mR/Patient (3 Szenen à 8 Sekunden + Durchleuchtung) im letzteren hingegen schon ca. 20 mR/Patient (Durchleuchtung und 3 Szenen à 3 Sekunden). Nach den Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) ist in diesem Falle bereits bei einer Untersuchung am Tag (200 Arbeitstage) die höchstzulässige Ortsdosis erreicht! Auch bei strenger Einhaltung der o.g. Strahlenschutzmaßnahmen ist deshalb ein klinischer Röntgenbetrieb mit 400 B/s nicht vertretbar.

Schlußbetrachtung

Die bisher unternommenen Versuche lassen folgende Aussagen zu:

Mit der beschriebenen Ausrüstung sind röntgenkinematographische Aufnahmen mit einer Bildfrequenz von 400/s in befriedigender Bildqualität möglich. Doch lassen die relativ hohen Strahlenbelastungen, erst recht im an sich wünschenswerten Zweilebenenbetrieb, eine Anwendung am Menschen wohl nur für Spezialfälle ratsam erscheinen. Für experimentelle Studien dagegen ist die hohe Bildfrequenz, gerade auch in Kombination mit partikulären KM, gut geeignet:

Zwar erreicht die Bildqualität (örtliches Auflösungsvermögen) des verwendeten 16 mm-Films nicht die Qualität von 35 mm-Filmen oder gar Planfilmen, ist jedoch im Hinblick auf das große zeitliche Auflösungsvermögen des Verfahrens akzeptabel.

Für extreme, z.B. in der Frühsystole an Herzklappen kurzfristig auftretende Strömungsgeschwindigkeiten allerdings sind auch die hier angewandten hohen Bildfrequenzen noch nicht ausreichend:

Eine weitere Steigerung der Filmgeschwindigkeit bis 1000 B/s ist im Verein mit einer Zeiteinspiegelung, der Einschreibung physiologischer Daten (10) und Verbesserung der Auswertmöglichkeiten von belichteten Filmen (z.B. mittels Pencil-Follower und Computeranalyse) nötig, um mit Hilfe der Röntgenkinematographie sowie partikulärer löslicher Kontrastmittel ein optimiertes System zur weiteren Erforschung der Strömungsvorgänge an Herz und Gefäßen zu schaffen.

4. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit behandelt Probleme theoretischer und praktischer Natur, die sich bei röntgenkinematographischen Untersuchungen an Kreislaufmodellen und im Tierversuch mit einer Bildgeschwindigkeit von 400 pro Sekunde ergeben.

Dabei nimmt die Wahl eines geeigneten Kontrastmittels eine zentrale Stellung ein. Neuere Entwicklungen kontinuierlich wasserlöslicher Kontrastmittel bis hin zu polymeren und nicht-ionischen Substanzen mit verminderten vaskulären Reaktionen und verbesserter allgemeiner Verträglichkeit werden vorgestellt.

Die Anwendung partikulärer Kontrastmittel zur Lösung des Dilemmas einer möglichst geringen Osmolalität einerseits, und einer damit jedoch ansteigenden Viskosität andererseits wird diskutiert, die Herstellung eines kugelförmigen Gelatine-Amidotrizoat-Kontrastmittels, modifiziert nach Mygind, ausführlich beschrieben.

Anhand des gemessenen Ortsfrequenzspektrums ähnlicher Strukturen wurde nach der Formel

$$f \text{ (Zeitfrequenz)} = V \text{ (Ortsfrequenz)} \times V \text{ (Geschwindigkeit)}$$

das vom Gesamtsystem zu übertragende Zeitfrequenzspektrum abgeschätzt.

Hierbei ergab sich, daß die uns zur Verfügung stehende Röntgenanlage Geschwindigkeiten des Gelpartikels bis 40 cm/s im Echtzeitbetrieb erfassen kann. Aufgrund der gepulsten Röntgenstrahlung können allerdings noch wesentlich höhere Partikelgeschwindigkeiten im Einzelbild "scharf" wiedergegeben werden, wobei das Nyquist-Kriterium allerdings nicht mehr erfüllt ist.

Als ein wesentlicher Parameter der Bildübertragungsgüte wurde die zeitliche Modulationsübertragungsfunktion nach einer von Dümmling angegebenen Formel berechnet und graphisch dargestellt. Dabei zeigte sich, daß Zeitfrequenzen, die der Pulsfrequenz bzw. ganzzahligen Vielfachen derselben entsprechen, annähernd trägheitslos übertragen werden!

Die zur Abklärung der Strahlenbelastung bei den Versuchen durchgeführten Strahlenschutzmessungen ergaben am Phantom und im Tierversuch eine recht hohe Ortsdosis (z.B. bei 400 B/s 20 mR pro 9 Sekunden Szenendauer, einschließlich Durchleuchtung), die die strikte Anwendung von sämtlichen möglichen Strahlenschutzmaßnahmen erfordern.

An 3 Bastardhunden sowie an einem Kreislaufmodell erfolgte schließlich die praktische Erprobung der partikulären und einiger nicht-partikulärer handelsüblicher Kontrastmittel, wobei hier speziell Bildgüte und Auswaschzeiten der Kontrastmittel bestimmt werden sollten.

Dabei zeigte sich bei den nicht-partikulären Kontrastmitteln eine Verlängerung der Auswaschzeit von etwa 50 % durch Zusatz von 8 % Gelatine zur handelsüblichen Kontrastsalzlösung.

Die partikulären Kontrastkügelchen boten einen noch ausreichenden Kontrast, um am Filmbetrachter sicher identifiziert werden zu können. Eine Auflösung erfolgte nach etwa 3 - 5 Sekunden, abhängig von der Größe der Kugeln.

Die besten Bilderergebnisse bezüglich Schärfe und Kontrast wurden mit Ilford FP4-Film (20 DIN) bei einer Entwicklungsgeschwindigkeit von 1,25 m/s und einer Entwicklungstemperatur von 30° C erreicht.

Insgesamt stellte sich die High-speed-Röntgenkinematographie, zusammen mit kontrastgebenden Gelkügelchen, als brauchbares Instrument zur Strömungsanalyse an Herzklappen und großen Gefäßen heraus. Hohe Strahlenbelastungen allerdings schränken eine klinische Verwendbarkeit stark ein.

Für weiterführende experimentelle Studien sind noch höhere Filmgeschwindigkeiten bis 1000 B/s, Einschreibung physiologischer Daten, Zeiteinspiegelung auf den Filmrand und bessere Auswertmöglichkeiten (Computeranalyse) zu fordern.

5. Literaturverzeichnis

1. Almén, T., M.P. Wiedemann: Application of Monomers and Polymers to the External Surface of the Vasulature-Effects on Microcirculation in the Bat Wing. Invest. Radiol. 3 (1968) 408
2. Almén, T.: Contrast Agent Design-Some Aspects of the Synthesis of Water Soluble Contrast Agents of Low Osmolality. J. Theor. Biol. 24 (1969) 216
3. Almén, T., E. Baisen, S.E. Lindell: Metrizamide in Angiographie. Acta radiol. Diagnosis 18 (1977) Fasc. 1, 33 - 39
4. Ardran, G.M.: Cineradiographie. Brit. J. Radiol. 46 (1973) 885 - 888
5. Balfanz, R., H. Gajewski, O. Schott: Technische Bewertung der Bildqualität verschiedener Röntgenverfahren. Radiologe 3 (1963) 462 - 467; Radiologe 4 (1964) 153 - 158
6. Björk, L., J. Eriksen, B. Ingelmann: Clinical Experience with a New Type of Contrast Medium in Carotid Arteriography. Am. J. Roentgen 107 (1969) 637
7. Björk, L., P. Eldh, S. Paulin: Non-Ionic and Contrast Media in Coronary Angiography. Acta radiol. Diagnosis 18 (1977) Fasc. 2, 235 - 239
8. Bühlmeier K., W. Schuster: Neue technische Hilfsmittel für die pädiatrische Röntgendiagnostik. Röntgenpraxis 18 (1965) 193 - 201

9. Bühlmeyer, K.: Röntgenkinematographie in 2 Ebenen mit Röntgenimpulsbetrieb in der Diagnostik angeborener Herzfehler im Kindesalter. Rev. méd. int. Photo Ciné Télév. 5 (1966) 123 - 127
10. Bühlmeyer, K., H. Lutz, K. Brunn, W. Maaß: Zuordnung physiolog. Daten zu gespeicherten Röntgenbildern. Röntgen-Bl. 25 (1972) 5 - 9
11. Clauss, W.: Wertende Gesamtzusammenfassung der klinischen Prüfergebnisse für SH H AB/AD/AE/AF, SH H 321 AB und SH H 322 AB zur Angiographie und Urographie. Schering AG, Fachbereich IV. 1977
12. Dorow, H.: Schriftliche Mitteilung, Siemens AG, Unternehmensbereich Med. Technik. 1977
13. Dotter, C.T., L.H. Frische: Radiologic Technique for Qualitative and Quantitative Study of Blood Flow. Circulation 18 (1958) 961 - 970
14. Dümmling, K.: Verminderung störender Trägheitseffekte bei der Stereodurchleuchtung und bei der Stereo- und Hochfrequenzkinematographie. Röntgenpraxis 22 (1969) 271 - 277
15. Dümmling, K.: Bewegungsregistrierung mit Röntgenbildverstärker-Kino- und Fernsehanlagen. Biomed. Technik 17 (1972) 203 - 211
16. Franklin, D.L., W.L. Schlegel, R.F. Rushmer: Blood flow measured by backscattered ultrasound. Science 134 (1961) 564
17. Freemann, E., M.C. Ziskin, A.A. Bove, J.L. Gimenez, F.R. Lynch: Cineradiographic Frame Rate Selection for Left Ventricular Volumetry. Radiology 96 (1970) 587 - 591

18. Frik, W.: Fernsehen in der internen Röntgendiagnostik. Int. Symp. Röntgenfernsehen, Bad Soden 1964
19. Gimenez, J.L., B.L. Carter, G.H. Stewart, P.R. Lynch: Flow Pattern Analysis of Particulate Contrast Material in Blood Vessels. Acta radiol. 55 (1961) 350 - 358
20. Gimenez, J.L., G.H. Stewart, P.R. Lynch, H.M. Staffer: High Speed (540 Frames per second) Biplane Cineradiography. Invest. Radiol. 3 (1968) 51 - 55
21. Heinzen, P., P. Osypka, J. Bürsch: New Techniques for Functional Studies in Radiology and Cardiology. Ann. Radiol. 12 (1969) 425 - 433
22. Hilal, S.K.: Hemodynamic Changes associated with the Intra arterial Injection of Contrast Media. Radiology 86 (1966) 615
23. Hilal, S.K.: Trends in Preparation of New Angiographic Contrast Media with special Emphasis on Polymeric Derivates. Invest. Radiol. 5 (1970) 458 - 468
24. Holtermann, H.: Metrizamide Introduction. Acta radiol. (1973) Suppl. No. 333, p.1.
25. Janker, R.: Zur Röntgenkinematographie. Fortschr. Röntgenstr. 44 (1931) 658
26. Kaftori, J.K., S. Paulin: Evaluation of high viscous contrast media in canine selective coronary Arteriography. Catheterization cardiovasc. Diagn. 1 (1975) 293
27. Kjellberg, S.R.: Die Mischungs- und Strömungsverhältnisse von wasserlöslichen Kontrastmitteln bei Gefäß- und Herzuntersuchungen. Acta Radiol. 24 (1943) 433 - 454

28. Kjellberg, S.R., H.J. Landau: Sampling data transmission and the Nyquist rate. Proc IEEE 55 (1967) 1701 - 1706
29. Lissner, J., H.Riemann: Weitere Ergebnisse mit der Bildverstärker- und Fernsehkinematographie. Röntgen-Bl. 16 (1963) 193 - 195
30. Meisner, H., S. Hagl, W. Heimisch, E. Gams, R. Erben, E. Struck, P. Schmidt-Habelmann, F. Sebening: Das Strömungsprofil in der Aorta vor und nach Herzklappenersatz. Thoraxchir. 23 (1975) 282 - 290
31. Mercer, J.L.: The movements of the dog's aortic valve studied by high speed cineangiography. Brit. J. Radiol. 46 (1973) 344 - 349
32. Mygind, T.: Contrast-Loaded Gelatin Spherules. Radiol. 86 (1966) 138 - 140
33. Mygind, T., H. Busch, G. Salomon: Soluble contrast Particles for Intravascular use. First clinical Experience. Invest. Radiol. 4 (1969) 178 - 185
34. Mygind, T., A. Oigaard, M. Sovak, S. Dorph: Particulate Radiographic Contrast Material for Quantitative Representation of Blood-flow Patterns. I. Experimental Studies. Invest. Radiol. 5 (1970) 548 - 558
35. Mygind, T.: _____ II. Theoretical Considerations. Invest. Radiol. 6 (1971) 27 - 39
36. Ohlsson, N.: Left Heart and aortic blood flow in the dog. Acta Radiol. Suppl. 213 (1962)
37. Rossmann, K., R.D. Moseley: Measurement of the input to radiographic imaging system. Radiol. 92 (1969) 265 - 271

38. Seidel, S.: Röntgenkinematographische Untersuchungen von Strömungsverhältnissen an künstlichen Herzklappen und in der Aorta bzw. der Arteria pulmonalis von Hunden. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilian-Universität München, 1977
39. Sovak, M., P.R. Lynch, T. Mygind: Improved Technique for Production of Particulate Contrast Medium. Invest. Radiol. 5 (1970) 566 - 569
40. Sovak, M., J.H. Lang,: Polymeric Additives to Angiographic Contrast Medium: Development of an Adhesive Contrast Material. Invest. Radiol. 7 (1972) 16 - 23
41. Stauffer, H.M., M.J. Oppenheimer, L.A. Soloff, G.H. Stewart: Cardiac Physiology Revealed by the Roentgen Ray. Am. J. Roentgenol. 77 (1957) 195 - 206
42. Ullrich: a) Persönliche Mitteilung Siemens AG, UB Med. Technik, 1975. b) Persönliche Mitteilung Siemens AG, UB Med. Technik, 1978
43. Ziskin M.C., G. Revesz, H.L. Kundel, F.J. Shea: Spatial Frequency Spectra of Radiographic Images. Radiol. 98 (1971) 507 - 517

L E B E N S L A U F

Name und Vornamen: Vaitl, Dieter Hermann Andreas

Geboren: 27.8.1945 in Langquaid

Volksschule: 1951 - 52 Laaberberg
1952 - 56 Ergoldsbach

Oberschule: 1956 - 65
Hans-Leinberger-Gymnasium, Landshut
Sommer 1965 Abitur

Hochschulausbildung: 1965 - 69 Physik, TH München
1969 - 75 Humanmedizin, Universität
München
1975 Dezember Staatsexamen

Medizinal-
assistentenzeit: 1.2.76 - 31.3.76
Deutsches Herzzentrum München
Abteilung Pädiatrie
1.4.76 - 14.9.76
Kreiskrankenhaus Eichstätt,
Innere Abteilung
15.9.76 - 31.1.77
Chir. Klinik Prof. Hart,
München-Solln

Assistentenzeit: 1.7.77 -
Städt. Krankenhaus Landshut,
Innere Abteilung

